

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 56-136537
(43) Date of publication of application: 1981. 10. 24

(21) Application number: 55-40708
(22) Date of filing: 1980. 3. 29
(71) Applicant: TOSHIBA CORPORATION
(72) Inventor: OKAZAKI, Takahisa

Title of the invention: ULTRASONIC DIAGNOSIS APPARATUS

Claim 1: An ultrasonic diagnosis apparatus for generating an ultrasonic beam, receiving ultrasonic echoes, and displaying the ultrasonic echoes in a picture position corresponding to the ultrasonic beam to display an image in an display unit for displaying images, said apparatus comprising: a memory for storing information on the ultrasonic echoes, and processing unit for previously obtaining a contribution ratio at each position based on sound intensity distribution at each position in beam spreading directions of sound stages at each depth of said each ultrasonic beam and obtaining ultrasonic echo information included in a predetermined width of said each ultrasonic beam transmission direction based on each ultrasonic echo information and said contribution ratio at a depth of the ultrasonic beam, from which the information is obtained, stored in said memory, characterized in that an image is displayed by using information obtained by processing of the processing unit.

⑬ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56-136537

⑤ Int. Cl.³
A 61 B 10/00

識別記号
1 0 4

庁内整理番号
7437-4C

⑬ 公開 昭和56年(1981)10月24日

発明の数 1
審査請求 未請求

(全 9 頁)

⑭ 超音波診断装置

大田原市下石上1385番の1 東京
芝浦電気株式会社那須工場内

⑯ 特 願 昭55-40708

⑰ 出 願 人 東京芝浦電気株式会社

⑱ 出 願 昭55(1980)3月29日

川崎市幸区堀川町72番地

⑲ 発 明 者 岡崎敬久

⑳ 代 理 人 弁理士 鈴江武彦 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 超音波ビームを発生させてその超音波エコーを捕え、画像表示用の表示装置にてこの超音波エコーを超音波ビームの対応する断面位置に表示させることにより像として表示させるようにしたものにおいて、超音波エコーの情報を格納するメモリと、前記各超音波ビームの各深さの音場のビーム広がり方向における各位置の音の強さの分布から該各位置の寄与率を予め求め、前記メモリに格納された各々の超音波エコー情報とその情報を得た超音波ビームの深さの前記寄与率とから前記各超音波ビーム送波方向の所定幅内に含まれる超音波エコー情報をそれぞれ得る処理装置とを備え、この処理装置で処理されて得た情報を以って画像表示させることを特徴とする超音波診断装置。

(2) 前記処理装置は超音波ビームの音場にお

けるその送波方向所定幅内を超音波走査線とし、それぞれの超音波ビームの音場に入る自己及び他の超音波走査線に該当する幅の領域の占める所望の深さにおけるそれぞれの超音波エコー情報を該超音波ビームの音場におけるそれぞれの幅方向位置に対応する前記寄与率分補正したそれぞれの超音波エコー情報を示す数字モデルとして表わし、これらを独立項として超音波ビーム毎にその音場から得られる超音波エコー情報の成分を示す式を設定すると共に、これら式のうち関連するものを連立方程式として解いて前記各超音波走査線に相当する超音波エコー情報を得るように構成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の超音波診断装置。

(3) 前記処理装置は前記連立方程式を演算する演算装置にて構成することを特徴とする特許請求の範囲第2項記載の超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は分解能の向上を図った電子スキャン方式の超音波診断装置に関するものである。

電子スキャン方式の超音波診断装置は複数の超音波振動子を並列に配設した超音波プロープを用い、リニア電子スキャンであれば前配超音波振動子を複数素子で1単位としてこの1単位の超音波振動子について励振を行ない超音波発振を行なう。そして、たとえば順次1振動子分ずつピッチをずらして励振してゆくことにより超音波ビームの発振位置を電子的にずらしてゆくものである。

そして、超音波ビームがビームとして収束するように励振される超音波振動子はビームの中心側に位置するものと側方に位置するものでは励振のタイミングをずらし、これによって生ずる超音波振動子の各発生超音波の位相差を利用して放射される超音波を収束させる。

また、セクタ電子スキャンであれば励振させる1単位の超音波振動子群に対し、超音波ビームの放射方向が超音波ビーム1パルス分毎に順次扇状に変るように各振動子の励振タイミングを方向に応じて変化させてゆく。

3

…の如きであり、超音波の収束の状態は超音波振動子各々の励振タイミングの差により変わる。

この8個単位の超音波振動子群で生ずる音場の中心は音場 S_1 の場合、4番目及び5番目の間の位置であり、この音場 S_1 で捕えられた超音波像の表示はCRT（陰極線管）表示装置上では第1図(b)の L_1 の走査線上位置となる。そして、音場 S_2 で捕えられた超音波像の表示はCRT表示装置上では第1図(b)の L_2 の走査線上位置となる。この走査線間の距離は超音波プロープの超音波振動子間距離 d に相当し、走査線 L_1 は超音波振動子 A_4 、 A_5 間の直下となる位置の像を示していることになり、この位置における d なる幅の超音波像についての画像として画面上では表示されることとなるが、上述したように超音波ビームは実際には S_1 なる音場の範囲に広がるものであり、この範囲の情報を収集して走査線一本分に表示を行なうこととなる。

従って、第1図(a)における L なる位置下の

5

特開昭56-136537(2)

このような電子スキャン方式の超音波診断装置は励振させた超音波振動子にて超音波エコーを捕え、これを電気信号に変換して超音波像を得るが上述の通り、1パルスの超音波ビーム当りの励振超音波振動子数は複数個単位であり、超音波ビームを十分細いビームにすることができないから発振される各超音波ビーム毎に本来捕えてはならない近隣の情報をも含めて捕えてしまい、超音波像の分解能を悪化させる。（つまり方位分解能が悪くなる）

即ち、リニア電子スキャン方式を例にとってみると、第1図(a)に示すようにリニア電子スキャンであればその超音波プロープは A_1 から A_8 までの64個の超音波振動子で形成されている。そして、隣接する8個の超音波振動子を1単位として振動させ、1パルス分の超音波ビームの放射毎に超音波振動子1つ分ずつ一方向にずらしてゆく。

このときの8個の励振された超音波振動子群によって発生する超音波の音場は S_1 、 S_2 、

4

TGなる目標物は音場 S_1 、 S_2 にそれぞれ捕えられることになる。その結果、超音波ビームが超音波振動子のピッチ分 d の幅に絞られていれば本来現われないはずの走査線 L_2 上にこの目標物TGが表示されるから、その分、超音波像の分解能が悪くなり、画質が劣化する。

本発明は上記事情に鑑みて成されたもので、各超音波ビームの音場における中心位置所定範囲内の超音波エコーのみ得るため、或る一点に目標物を設けて超音波振動子より所定距離隔てた各音場の超音波エコーを捕え、各々の不変成分の超音波エコー信号中に占める寄与率を予め求め、診断時に得られた超音波エコーからこの不変成分相当分を引いて補正し、この補正後の超音波エコーにて画像表示することにより分解能を飛躍的に向上させた超音波診断装置を提供することを目的とする。

以下、本発明の一実施例について第2図、～第7図を参照しながら説明する。

初めに本発明の原理について説明する。

6

第2図(a)は超音波振動子 $A_1 \sim A_8$ により形成された超音波ビームの音場 S_1 を説明するための図、第2図(b)はこの音場 S_1 におけるI, II, III各位置の音の強さの分布を示す図である。

$Pa, Pa', \sim Pc, Pc'$ は音場のI, II, III各位置の音のレベルが最初にゼロになる位置で、超音波ビームの外縁になる。

実際には $Pa, Pa', Pb, Pb', Pc, Pc'$ の外側にも(b)図の如くサイドローブが現われるので、この部分の情報も含めた第2図(b)の分布の情報が音場 S_1 の情報として超音波振動子 $A_1 \sim A_8$ に検出され、この検出出力が走査線一本分の像を形成する。

しかし、ここで必要とする情報は超音波振動子の配列ピッチが d であれば d 刻みでリニアスキャンされるために、励振される1単位分の超音波振動子群 $A_1 \sim A_8$ の中心位置にある線 L の両サイド $d/2$ ずつの範囲であり、それ以外は不要の情報である。

一方、音の分布特性に注目してみると、中心

7

による音場 SG_2 より得られる目標物 TG の超音波エコーレベルは第3図(b)に示す音場 SG_2 における音の強さの分布2の TG_2 、また、超音波振動子群 G_3 の超音波エコーレベルは第3図(b)に示す音場 SG_3 における音の強さの分布3の TG_3 、…の如く、音の強さの分布特性上の位置に対応したレベルとなる。そして、音場 SG_1, SG_2, SG_3, SG_4 の超音波エコーは第3図(c)に示すようにCRT表示装置の画面上のそれぞれ対応する走査線 LG_1, LG_2, LG_3 上に表示される。そして、その走査線上における超音波振動子-目標物 TC 間距離に対応する位置に目標物 TG の像 TG, TG_a', TG_a'' が表示される。この像の輝度は検出された超音波エコーのレベルに対応するもので励振される超音波振動子群 G_2 の中心線下に目標物 TG の来る音場 SG_2 の表示のための走査線 LG_2 上の目標物像 TG_a の輝度が最も明るく、それより振動子1ピッチ分ずれる超音波振動子群 G_1, G_3 の音場 SG_1, SG_3 表示用の走

9

位置の線 L より超音波ビームの側縁方向に遠ざかるにつれ、その距離に応じて音のレベルが低くなっていることがわかる。

このことは中心位置上の線 L の位置を中心としてこれより隔てる距離に対応して、音場 S_1 より得られる情報に対する寄与率がそれぞれ異なることを意味する。

即ち、第3図(a)に示すように、励振させる超音波振動子群を $G_1 \rightarrow G_2 \rightarrow G_3$ とシフトさせてゆく場合において、超音波振動子群 G_2 による音場 SG_2 の中心位置下に目標物 TG を配置したとするとすると、検出されるこの目標物 TG からの超音波エコーのレベルは前述の寄与率から考えて、他の超音波振動子群 G_1, G_3 を励振させた場合に得られるこの目標物 TG からの超音波エコーのレベルよりも大きくなる。

即ち、超音波振動子群 G_1 による音場 SG_1 より得られる目標物 TG の超音波エコーレベルは第3図(b)に示す音場 SG_1 における音の強さの分布1の TG_1 、また、超音波振動子群 G_2

8

走査線 LG_1, LG_3 ではそれより低い輝度の目標物像 TG_a' が表示され、更に1ピッチ分ずれて音場の外縁近くに目標物 TG が来る超音波振動子群 G_4 の音場 SG_4 表示用の走査線 LG_4 では更に低い輝度の目標物像 TG_a'' が表示される。

ここで第3図(c)における目標物 TG の像のうち、 TG_a のみが本来必要な像で他は全く不要である。そして、各像 TG_a, TG_a', TG_a'' の超音波エコーのレベルは第3図 G_2, G_1 及び G_3, G_4 であり、音場に対する中心線上の位置からの距離と音場の音のレベルの分布に関係しているから或る超音波振動子群の中心線上の定位値にのみ前述の d なる幅の目標物を配置して各超音波振動子群による超音波エコーの検出を行えば目標物が中心線上に置かれた前記超音波振動子群以外のものはそのときの各検出出力のレベルが各々の位置の超音波振動子群の検出出力中の不要な信号となる。

これを式に表わすと次のようになる。

10

今、第4図(a)に示すように1単位の超音波振動子 $G_1, G_2, G_3, G_4, \dots, G_7$ の中心線をそれぞれ $L_1, L_2, L_3, L_4, \dots, L_7$ とし、各々の中心線 L_1, L_2, \dots, L_7 の直下の深さ D なる位置にそれぞれ目標物 $C_1, C_2, C_3, \dots, C_7$ があるものとする。

この場合、第4図(b)の如くこの各々の超音波振動子群の超音波ビームが対応するCRT表示装置の走査線 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_7$ には $B_1, B_2, B_3, \dots, B_7$ なる目標物の像が表われる。

この $B_1, B_2, B_3, \dots, B_7$ を形成する超音波エコーの信号は不要な他の部分からの情報をも含んだもので其の情報のみの像を第4図(c)の如く $E_1, E_2, E_3, \dots, E_7$ とし、この中に含まれる各々の超音波振動子群における前述の本来不要な超音波エコー成分は、前記各音場に対する各目標物 C_1, C_2, \dots, C_7 の位置との関係に基づく前述の寄与率を α, β として考えると次の通りとなる。

$$\begin{aligned} B_1 &= E_1 + \alpha E_2 + \beta E_3 \\ B_2 &= \alpha E_1 + E_2 + \alpha E_3 + \beta E_4 \\ B_3 &= \beta E_1 + \alpha E_2 + E_3 + \alpha E_4 + \beta E_5 \\ B_4 &= \beta E_2 + \alpha E_3 + E_4 + \alpha E_5 + \beta E_6 \\ B_5 &= \beta E_3 + \alpha E_4 + E_5 + \alpha E_6 + \beta E_7 \\ B_6 &= \beta E_4 + \alpha E_5 + E_6 + \alpha E_7 \\ B_7 &= \beta E_5 + \alpha E_6 + E_7 \end{aligned} \quad \dots(1)$$

ここで上式は第3図の場合を想定して定めてあり、超音波振動子群を1ピッチ分ずつシフトした場合、ある定位置の目標物 TG が入る音場はこの場合 TG が中心位置となる音場を含め隣接2つずつの計5つであるから、この隣接する5つの超音波ビームについて各々の寄与する割合を式に当てはめている。

また、寄与率 α, β は音場の位置による強さの分布に対応させてあり、第3図(b)で説明した通り、最もレベルの強い音場の中心位置(ここでは G_2)の寄与率を1とし、これより超音波振動子1ピッチ分ずれた G_1, G_3 の位置で α 、更に1ピッチ分ずれた G_4 の位置で β とした。

11

上記第1式において各々 α, β が0となれば各超音波エコー B_1, B_2, \dots, B_7 は本来必要な成分のみの情報となるわけで各超音波エコー信号 $B_1, B_2, B_3, \dots, B_7$ からそれぞれ α, β の付加された各項の成分を取り除けば良いわけである。

これを行なうには第1式を連立方程式として解けば良い。寄与率 α, β は1箇所内のみ目標物を設置し、これを中心にその隣接2ピッチ分の範囲を1ピッチ刻みで超音波ビームをシフトさせそのときの超音波エコー信号のレベルより設定する。

第5図はかかる処理を施して分解能を向上させる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図において51は被検体、51aは目標物、52はリニア電子スキャン用の超音波プロープである。53はこの超音波プロープ52の各超音波振動子の駆動制御を行なうと共にこの超音波振動子の捕えた超音波エコーを増幅し増幅す

12

る等の受信処理を行なう超音波送受信回路、54はこの超音波送受信回路53より与えられる超音波エコー信号のデータを記憶するメモリであり、このメモリ54は少なくとも表示画像1枚分の容量を有している。メモリ54に対して超音波送受信回路53から超音波エコー信号のデータに対する位置と深さ等の走査線情報も与えられ、この情報に対応するアドレスに該超音波エコー信号のデータは格納されてゆく。一般に1画面分のメモリの容量は第6図に示す如く方位方向 X については超音波ビーム走査線分で約128ピクセル(128画素分)、また送波方向 Y については約512ピクセルであり、従って、128×512画素分の容量となる。そして、超音波エコー信号のデータは1走査線当たり512個分、順次サンプリングされて対応する画素のメモリアドレスに格納されてゆく。従って各メモリアドレスにはそれぞれの対応する走査線位置の順次異なる深さにおける情報が格納されてゆく。

13

14

55はこのようにしてメモリ54内の各アドレスに格納されたデータをそれぞれの深さに対応する前述の寄与率をもって前記第1式により演算処理して真の必要な情報内容となるように補正を加え、再びこのメモリ54の当該処理が行なわれたデータの元のアドレス内に格納させる相関処理回路、56は前記メモリ54の格納データを輝度信号として画像表示するCRT表示装置である。

上記構成の本装置は方位方向Xが128ピクセル、送波方向Yが512ピクセルの画面で構成されるから、各画面の対応する超音波ビームの各走査位置の予め認識した音場で各々の位置と深さにおける寄与率 α 、 β (この値は当然深さによって異なる)のデータを得ておき、これを相関処理回路55にセットしておく。

そして、超音波送受信回路53を駆動させて、超音波プローブ52にリニア電子スキャンを行なわせる。これにより被検体51の目標物51aよりの超音波エコーが得られ、これを超音波プ

15

一本一本の画面がその走査線の対応する超音波ビームの該画面対応深さのしかも超音波振動子1ピッチ分の幅の範囲のみの情報を示すものとなるから画像全体の分解能が大幅に向上し、良質の超音波像を得ることが出来る。

上述の例で用いた第1式は説明を簡単にするため、リニアスキャンを例にとり、音場の音の強さの分布特性が左右対称のものについて示した。

しかし、超音波診断装置は電子スキャンの方式にセクタスキャン、微小角セクタスキャン等種々のものがあり、必ずしも左右対称では無く、また、超音波走査線のピッチを超音波振動子の配列ピッチよりも狭くするために助振する超音波振動子群の振動子数の振動子数を毎回夢えてゆく方式もあり、この場合、音場の幅も変化する。また、深さによっても音の強さの分布特性も異なる。

このようなことを考えて前記第1式を更に一般化した式を次に示しておく。

17

特開昭56-136537(5)

ロープ52で捕えて電気信号に変換した後、超音波送受信回路53に与える。すると超音波送受信回路53はこれを検波し、増幅した後、デジタル変換し、このデータが超音波走査におけるどの位置のデータであるかを示す情報とともにメモリ54に与える。するとメモリ54は該情報に対応するアドレスに前記変換したデータを格納してゆく。メモリ54に一画面分のデータ或いは或る深さのデータが格納されると相関処理回路55はメモリ54の各アドレス或いは前述の或る深さのデータが格納された各アドレスより順次その格納データを読み出し、該アドレスに対応する寄与率 α 、 β を与えて前記第1式の処理を行ない該アドレスに対応するピクセルの真の必要なデータを得る。そして、これを再び元のアドレスに格納する。かかる補正を行なってメモリ54の内容が補正後のデータとなったならばこれらデータを順次表示装置56に輝度信号として送り、画像として表示させる。

このようにして表示された画像はその走査線

16

第7図(a)に示すようにn本の超音波ビームで1画面分の情報を得る装置のm番目の超音波ビームを考えてみる。

この超音波ビームより得られる d_1 なる深さからの超音波エコーの信号 $Bm d_1$ はこの深さにおける音の強さの分布特性が第7図(b)の如きとし、その幅方向即ち、音場の広がり方向の各位置を $P_1, \dots, P_m, P_{m+1}, \dots, P_n$ として、この各位置の寄与率を $r_{P_1 m d_1}, r_{P_{m+1} m d_1}, r_{P_m m d_1}, \dots, r_{P_n m d_1}$ とすると

$$Bm d_1 = r_{P_1 m d_1} \cdot E_{1 d_1} + \dots + r_{P_{m+1} m d_1} \cdot E_{m d_1} + \dots + r_{P_m m d_1} \cdot E_{m m d_1} + \dots + r_{P_n m d_1} \cdot E_{n d_1}$$

但し、 $E_{1 d_1}, \dots, E_{m d_1}, E_{m m d_1}, \dots, E_{n d_1}$ はそれぞれ P_1, P_m, P_{m+1}, P_n 各位置における超音波走査線の d_1 なる深さから真の超音波エコー信号を示す。

また、 m_1 番目の超音波ビームより得られる d_1 なる深さからの超音波エコー信号 $Bm_1 d_1$ はこの m_1 番目の超音波ビームが第7図(c)なる音の強さの分布特性を示すものとし、 P_1, \dots

18

P_m, P_{m1}, \dots, P_n 各位置の寄与率がそれぞれ $r_{P1m1d1}, \dots, r_{Pmm1d1}, r_{Pm1md1}, \dots, r_{Pnm1d1}$ とすると

$$B_{m1d1} = r_{P1m1d1} \cdot E_{1d1} + \dots + r_{Pmm1d1} \cdot E_{md1} + \dots + r_{Pm1md1} \cdot E_{m1d2} + \dots + r_{Pnm1d1} \cdot E_{nd1}$$

また、 m 番目の超音波ビームより得られる d_2 なる深さからの超音波エコー信号 B_{md2} はこの m 番目の超音波ビームが第7図(d)なる音の強さの分布特性を示すものとし、 $P_1, \dots, P_m, P_{m1}, \dots, P_n$ 各位置の寄与率がそれぞれ $r_{P1md2}, \dots, r_{Pmmd2}, r_{Pm1md2}, \dots, r_{Pnmmd2}$ とすると

$$B_{md2} = r_{P1md2} \cdot E_{1d1} + \dots + r_{Pmmd2} \cdot E_{md2} + \dots + r_{Pm1md2} \cdot E_{m1d2} + \dots + r_{Pnmmd2}$$

と表わすことができる。

以上が、本発明に用いる第1式の一般式である。

尚、本発明は上記し且つ図面に示す実施例に限定することなく、その装旨を変更しない範囲内で適宜変形して実施し得るものであり、例えば上記実施例では電子スキャンについて説明し

19

置よりのエコーの超音波走査線上の情報を前記寄与率から知りこの分を補正して真の情報を得、これを表示するようにしたので、表示装置の各走査線上にはその走査線に対応する超音波走査線上の情報のみが表示され分解能の高い超音波像が得られる等、優れた特徴を有する超音波診断装置を提供することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図(a), (b)はリニア電子スキャンにおける超音波ビームの音場とCRT表示装置の走査線との対応を説明するための図、第2図(a), (b)は超音波ビームの音場の各深さ位置とその位置における音の強さの分布の関係を説明するための図、第3図(a), (b), (c)はリニアスキャンによりシフトする超音波ビームの各音場とこれら各音場内における目標物からの超音波エコーのレベルの強さ及びCRT表示装置の各走査線上に表われる目標物の像の状態を説明するための図、第4図(a), (b), (c)は超音波ビームとこれにより捕えた超音波エコーによる表示装置上の像の状態及び

たが、電子スキャンに限定されるものではなく、その他の方式にも適宜応用可能である。

このように複数の超音波振動子を有する超音波プローブの該超音波振動子を所定数励振させて超音波ビームを発生させると共にこの励振のする超音波振動子の励振タイミングを制御することにより電子的に超音波ビームのスキャンを行なうようにし、また、励振した超音波振動子にて前記超音波ビームのエコーを捕え、CRT表示装置に送り、この超音波エコーをスキャン位置に対応する走査線上に像として表示させるようにしたもののにおいて、超音波ビームの形成する音場内のうち、その超音波ビームの中心線を中心に前記スキャンされる超音波ビームのピッチに対応する幅内を真の情報が含まれる超音波走査線とし、その超音波走査線上の情報を得るため、それぞれの前記音場の音の強さの分布を解析して各音場中の前記超音波走査線外の各位置からの情報の前記超音波エコーに対する寄与率を求め、各超音波ビームの音場に入る他の位

20

補正後の表示像を説明するための図、第5図は本発明装置の概略的な構成を示すブロック図、第6図はそのメモリの容量を説明するための図、第7図(a), ~ (d)は各超音波ビームの位置とその音場の所望の深さ位置における幅方向各位置の寄与率の一般的な説明をするための図である。

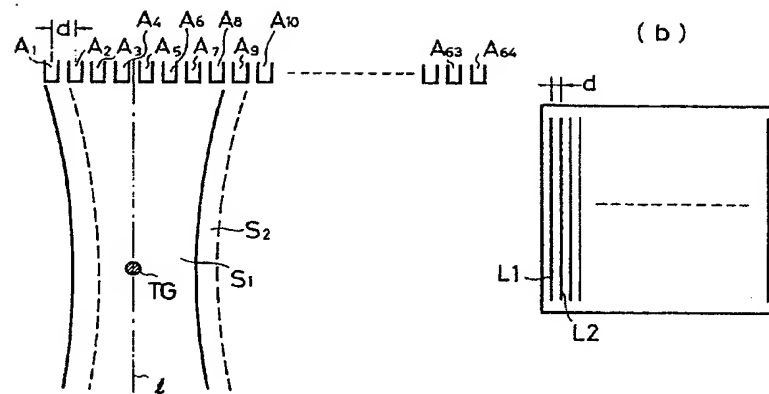
52…超音波プローブ、53…超音波送受信回路、54…メモリ、55…相関処理回路、56…表示装置、 A_1, A_2, \dots, A_{84} …超音波振動子。

出願人代理人 弁理士 鈴 江 武 彦

21

22

(a) 図 1



(a) 図 2

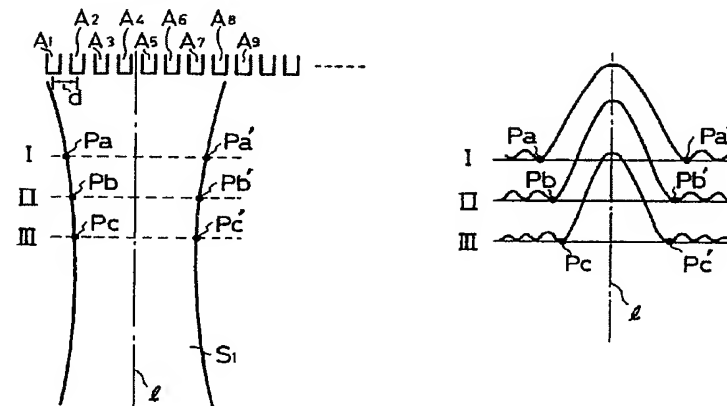


図 3

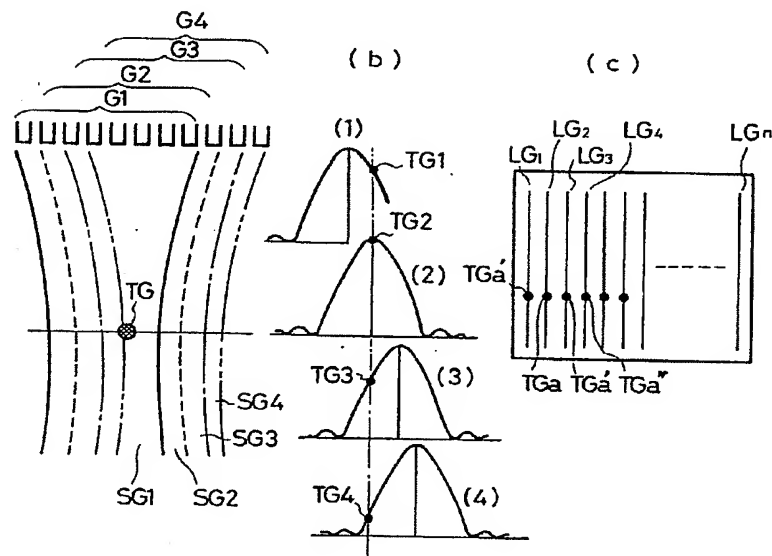


図 4

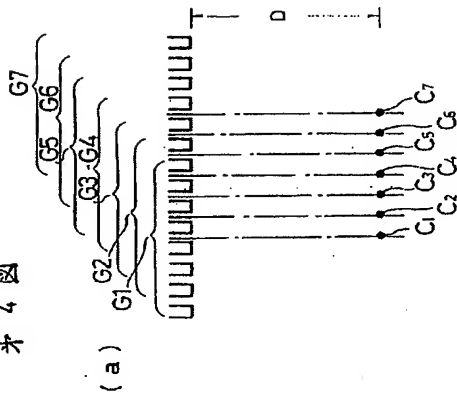


図 5

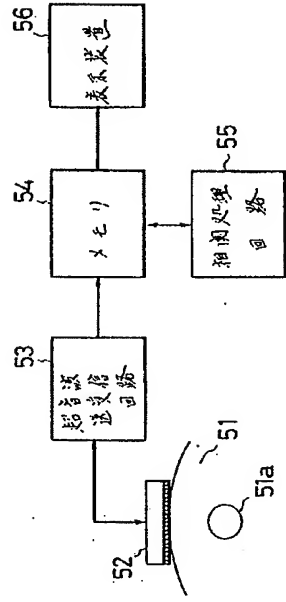
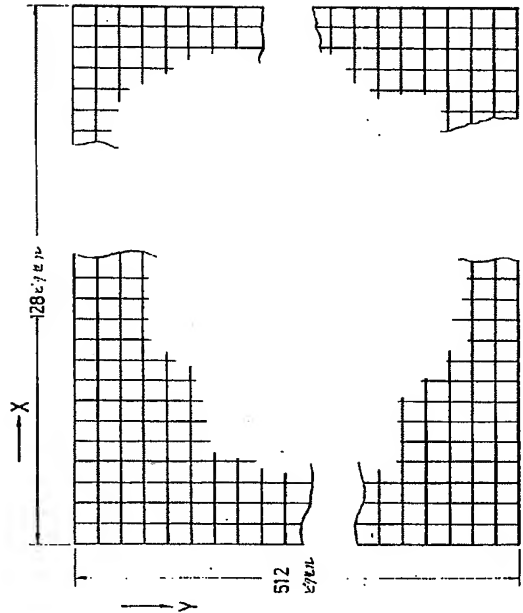
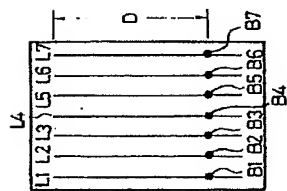


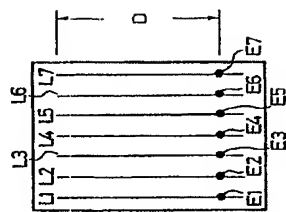
図 6



(b)

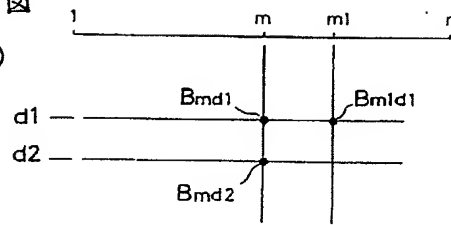


(c)

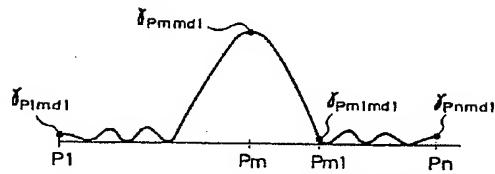


* 7 図

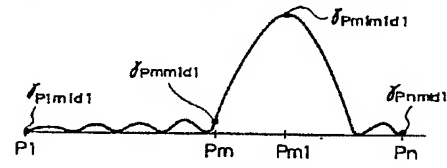
(a)



(b)



(c)



(d)

